

MOTION MEASURING INSTRUMENT

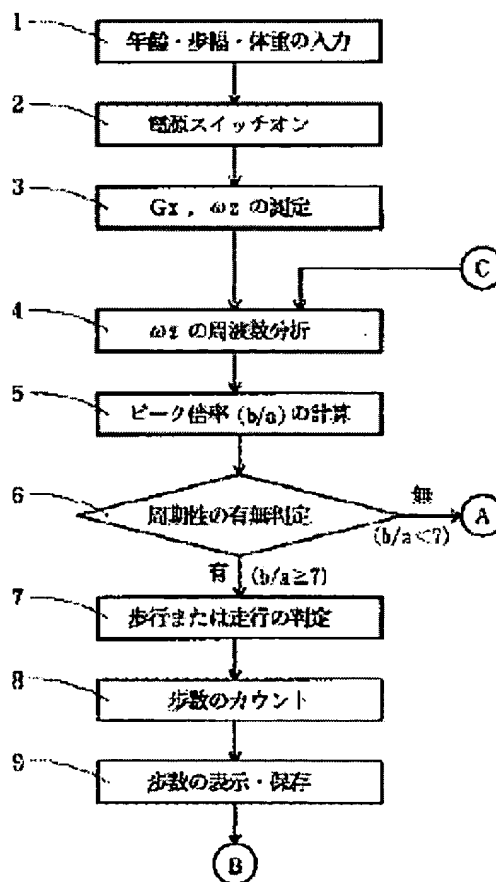
Patent number: JP2002263086
Publication date: 2002-09-17
Inventor: ICHIKAWA KAZUTOYO; SHIRATORI NORIHIKO
Applicant: MICROSTONE CORP
Classification:
 - international: A61B5/22; A61B5/11; G01C19/00; G01C22/00; G01P9/04; G01P15/10
 - european:
Application number: JP20010110616 20010306
Priority number(s): JP20010110616 20010306

Report a data error here

Abstract of JP2002263086

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a small-sized practical motion measuring instrument capable of measuring the operation of the body of a user to analyze his action to obtain the data thereof or the data of the motion state, energy consumption or the like of the user and displaying these data to provide them to the user himself or an observer and reduced in load from an aspect of use.

SOLUTION: The acceleration in the up and down direction of a part of the body, for example, the wrist of the body and the angular velocity of rotation around the left and right axis of the wrist are measured by a motion sensor operated in predetermined timing, and at least three kinds of data of the acceleration output and angular velocity output of the sensor and the periodicity of them are used to classify the kind and intensity of the action of the human body by a discrimination means and multiplied by a predetermined coefficient by the classified action by an arithmetic means to operate energy consumption and these results are outputted.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-263086

(P2002-263086A)

(43) 公開日 平成14年9月17日 (2002.9.17)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テームコード* (参考)

A 6 1 B 5/22

A 6 1 B 5/22

B 2 F 0 2 4

5/11

G 0 1 C 19/00

Z 2 F 1 0 5

G 0 1 C 19/00

22/00

W 4 C 0 3 8

22/00

G 0 1 P 9/04

// G 0 1 P 9/04

15/10

審査請求 未請求 請求項の数 8 書面 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-110616(P2001-110616)

(71) 出願人 500020287

(22) 出願日 平成13年3月6日 (2001.3.6)

マイクロストーン株式会社

長野県北佐久郡御代田町大字草越1173番地
1394

(72) 発明者 市川 和豊

長野県北佐久郡御代田町大字草越1173番地
1394マイクロストーン株式会社内

(72) 発明者 白鳥 典彦

長野県北佐久郡御代田町大字草越1173番地
1394マイクロストーン株式会社内

Fターム(参考) 2F024 BA07 BA13 BA15

2F105 AA10 BB13 CC04 CD02 CD06

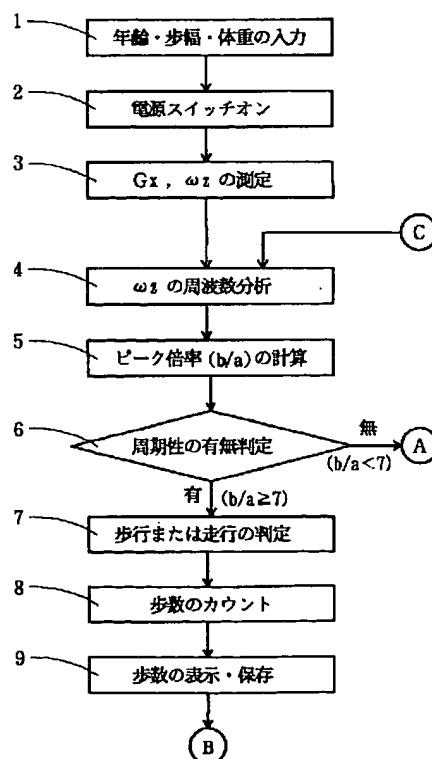
4C038 VA12 VB12 VB31 VC20

(54) 【発明の名称】 運動測定装置

(57) 【要約】

【課題】 使用者の身体の動作を測定し、その行動を分析してその情報あるいは運動状況、消費エネルギー等の情報を得てそれを表示し、本人または観察者に提供することができ使用上の負荷が少なく小型で実用的な装置を提供すること。

【解決手段】 身体の一部、例えば手首の上下方向の加速度と左右軸の回りの回転角速度を所定のタイミングで動作する運動センサによって計測し、センサの加速度出力、角速度出力、それら出力の周期性、の少なくとも3種類の情報を用いて人体の行動の種類および強度を識別手段によって分類し、演算手段によって分類された行動別に所定の係数を乗じて消費エネルギーを演算し、それらの結果を出力する運動測定装置。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 身体の所定の部分の少なくとも1つの方向の加速度と少なくとも1つの方向の角速度を測定する運動センサを備え、所定のタイミングで前記運動センサを動作せしめて、前記運動センサの加速度出力、角速度出力、およびそれら出力の少なくとも一方の周期性、の少なくとも3種類の情報を用いて人体の行動の種類および強度を分類する識別手段と、分類された行動別に所定の演算を施す演算手段を備え、該演算手段の演算結果を出力することを特徴とする運動測定装置。

【請求項2】 前記1つの方向の加速度は前記身体の一部の上下方向の加速度であり、前記1つの方向の角速度は身体の左右軸の回りの回転角速度であることを特徴とする請求項1の運動測定装置。

【請求項3】 前記身体の一部は手首であり、前記運動センサと、前記運動センサ動作手段と、前記識別手段が腕時計型の装置内に搭載されていることを特徴とする請求項2の運動測定装置。

【請求項4】 更に前記演算手段が前記腕時計型の装置内に搭載されていることを特徴とする請求項3の運動測定装置。

【請求項5】 前記識別手段は行動の種類を、前記加速度出力と前記角速度出力の少なくとも一方の出力の周期性の有無によって走行または歩行とその他の運動とに分類し、更に前記加速度出力あるいは前記角速度出力の少なくとも一方の大きさに関係する量に基づいて、それらの運動の強度を分類することを特徴とする請求項1ないし4のいずれかの運動測定装置。

【請求項6】 前記走行または歩行の運動を、前記加速度出力の大きさに関係する量によって走行と歩行とに更に分類し、更に前記走行を前記加速度出力の大きさに関係する量によって複数の強度に分類し、前記角速度出力の大きさに関係する量によって前記歩行を複数の強度に分類することを特徴とする請求項5の運動測定装置。

【請求項7】 前記加速度出力あるいは前記角速度出力の大きさに関係する量として、前記加速度出力あるいは前記角速度出力の2乗または絶対値の和を用いることを特徴とする請求項5あるいは6の運動測定装置。

【請求項8】 前記加速度出力あるいは前記角速度出力が異常であることを判定し、緊急信号を発信する機能を更に備えていることを特徴とする請求項1ないし7のいずれかの運動測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は日常的な生活における、人体の運動（動作を含む）を分類したり、その分類結果に従って運動の消費エネルギーを算出したり、あるいは更にその消費エネルギーを長時間積算したりすることができる運動測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】使用者の身体に取付け、身体の運動をセンサで検出してそのデータで使用者の運動状況を判断し、健康管理等の目的に利用する発明の提案は数多い。例えば、

(1) 特開平10-295651号に開示された技術において、利用者が身につけた（腰などに）加速度計を持つ携帯端末は、入力しておいた個人データと自動計測した運動量を外部のセンタコンピュータに電話送信し分析して健康診断させ、その結果を受信し表示する。

【0003】(2) 特開2000-41953号に開示された技術においては、行動データ収集装置（利用者身体側）の体動センサが検出した体動を1次加工し、それを受信した行動データ出力装置（外部パソコン側）は個人情報を用いて2次加工したデータを出力する。生体情報収集機器側での個人情報入力や大量の2次加工情報の蓄積を不要とし、操作性やメモリ容量の削減を図る。

(3) 特開2000-41952号においては、行動情報検出機器のメモリ容量を低減するため、センサと体動検出回路の出力より内部MPUを用いて歩数、歩行ペース、行動の種類、運動強度、消費カロリー等の生体情報を計算し、1分毎に計算結果を記憶、表示、あるいは外部に送信する。

【0004】(4) その他、歩数計（万歩計（登録商標））や多機能型の腕時計等に加速度センサを内蔵させ、歩数や運動強度を測定して運動による消費カロリー等の健康管理情報を知らせるようにした製品や文献もあったようである。

(5) 更に医療管理上の目的で、行動に障害を生じた患者の動作のモニタリング、あるいは緊急自動通報を行うため、加速度センサに加えて振動ジャイロスコープ等の回転角速度センサを追加して、特定の運動の検出を目的とする研究や実験がなされていることが関連学会における報告などに見られる。

(6) 一方運動センサ技術を見ると、従来加速度と角速度は別個のセンサで測定されていた。殊に角速度センサではフリーフリーバーや2脚の音叉をコリオリ力を検知する振動体として利用した振動ジャイロスコープが実用されつつある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記従来例(1)、

(2)、(3)における発明の各実施の形態を見るに、まだ十分に小型で装着による使用者の負担が少ない身体側機器が提案されているとは言えないと考えられる。従来例(4)では機器の小型化の点では進歩があるが、加速度と歩数の情報しか用いていないので、走行・歩行以外の多様な運動の解析ができず、従って消費エネルギーの測定精度にも問題なしとしない。

【0006】上記従来例(5)の研究の目的は医療技術の改善であることでは本発明と共通する点もあるが、特定の疾患を対象としそれに関連する動作の検出を具体的

な目的としており（例えば循環器系疾患と心機能に負担のかかる運動）、健常者の任意動作を主として扱おうとする本発明に直接適用し難い部分が多い。また実際に身体に運動センサを装着する具体的な最適技術についての言及はあまりないようである。

【0007】また従来例（6）に挙げた従来技術における角速度センサは、角速度が検出できる回転軸が2脚の音叉または棒状振動体の長手軸に平行、即ち検出可能な回転面は長手軸に垂直となっている。これは検出可能な回転面を身体に装着する装置の主な表面と平行とすると必然的に身体側装置の厚さを増す。また加速度センサと角速度センサが別体であると身体側装置を大型にしてしまう。これらの事情により装着の負担感を軽減するため薄型・小型にすることが現状では困難である。なお他の形態のセンサが提案された例も多い。

【0008】本発明の目的は、使用者の身体の動作を測定し、その行動を分析してその情報あるいは運動状況、消費エネルギー等の情報を得てそれを表示し、本人あるいは観察者に提供することができる、使用上の負荷が少なく小型で実用的な装置を提供することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため本発明の運動測定装置は次の特徴を備える。

（1）身体の所定の部分の少なくとも1つの方向の加速度と少なくとも1つの方向の角速度を測定する運動センサを備え、所定のタイミングで前記運動センサを動作せしめて、前記運動センサの加速度出力、角速度出力、およびそれら出力の少なくとも一方の周期性、の少なくとも3種類の情報を用いて人体の行動の種類および強度を分類する識別手段と、分類された行動別に所定の演算を施す演算手段を備え、該演算手段の演算結果を出力すること。

【0010】本発明の運動測定装置は更に以下の特徴の少なくとも一つを備えることがある。

（2）前記1つの方向の加速度は前記身体の一部の上下方向の加速度であり、前記1つの方向の角速度は身体の左右軸の回りの回転角速度であること。

（3）前記身体の一部は手首であり、前記運動センサと、前記運動センサ動作手段と、前記識別手段が腕時計型の装置内に搭載されていること。

（4）更に前記演算手段が前記腕時計型の装置内に搭載されていること。

【0011】（5）前記識別手段は行動の種類を、前記加速度出力と前記角速度出力の少なくとも一方の出力の周期性の有無によって走行または歩行とその他の運動とに分類し、更に前記加速度出力あるいは前記角速度出力の少なくとも一方の大きさに関係する量に基づいて、それらの運動の強度を分類すること。

（6）前記走行または歩行の運動を、前記加速度出力の大きさに関係する量によって走行と歩行とに更に分類

し、更に前記走行を前記加速度出力の大きさに関係する量によって複数の強度に分類し、前記角速度出力の大きさに関係する量によって前記歩行を複数の強度に分類すること。

（7）前記加速度出力あるいは前記角速度出力の大きさに関係する量として、前記加速度出力あるいは前記角速度出力の2乗和または絶対値の和を用いること。

【0012】

【発明の実施の形態】本発明の運動測定装置の実施の形態の一例について述べる。その主要部は腕時計に似た形態であり、腕巻きバンドによって手首に装着される。その内部には少なくとも運動センサとその動作回路を内蔵している。運動センサは運動測定装置の固有の方向に対する少なくともそれぞれ1つの方向の加速度および角速度を測定する。測定される加速度 G_x の方向は、着用者が立って腕を自然に体側に下げたとき、体の上下方向（即ち鉛直方向。これをX軸とする）に相当する方向である。また測定される角速度 ω_z の方向は、腕を体側面に平行に振るときの、身体の左右軸（Z軸）回りの手首の自然な回転方向に相当するものである。計測された加速度 G_x や角速度 ω_z の出力は様々に加工され、運動の識別や消費エネルギーの計算に用いられ、それらの最終情報は手首の装置で直ちに使用者が観測してもよく、演算以前あるいは途中のデータを固定されたコンピュータに無線転送（あるいは、例えば1日分のデータをまとめて有線で転送）して、固定装置側の演算で最終情報の視覚化や記録をするようにしてもよい。

【0013】本発明の主要な特徴は身体側機器や外部機器の構成や機能分担にあるのではなく、加速度 G_x や角速度 ω_z から必要な情報を得るためのアルゴリズムにある。以下その概略を述べ、更に本発明の実施の形態の動作を示すフローチャートにより詳細に説明する。なお加速度 G_x や角速度 ω_z は測定値を10～100Hz（例えば20または50Hz）でサンプリングしたデータを用いる。また加速度 G_x や角速度 ω_z の大きさを示す量として、サンプリングしたデータの所定個数の絶対値の和、あるいは2乗和を使用する。

【0014】（1）身体の行動の識別：加速度 G_x や角速度 ω_z のサンプリングデータにある程度の周期性が見られれば歩行または走行であり、周期性が認められなければその他の運動であると判断する。更に歩行と走行は加速度 G_x の差が顕著に見られることで区別できる。それらの行動は、加速度 G_x または角速度 ω_z の大きさを示す量によって更に強度を何段階かに分ける。また歩行か走行の場合はデータの周期性から歩数をカウントすることができる。

【0015】（2）短時間の消費エネルギー：従来の広範な研究により、20～29歳の男性を基準として、種々の行動の形態毎に単位体重（kg）当たりの消費エネルギーが「行動別係数」として図5〔表1〕のように与えら

れている。(日本体育協会スポーツ科学委員会による。)更に年齢や性別の異なる被験者(使用者)についてはその補正係数が図5〔表1〕のように与えられている。(第4次改定「日本人の栄養所要量」による。)これらにより消費エネルギー(基礎代謝を含む)は、行っている行動の種類が決まれば消費エネルギーが計算できる。

【0016】(3)長時間の消費エネルギー:時間的に変化する短時間の消費エネルギーを積分すればよい。あるいは運動センサを常時ではなく間欠的に動作させ、動作中のデータより識別された行動の種類および強度が、例えば数分~10数分である間欠動作間隔期間中持続するものとして計算した消費エネルギーを積算してもよい。

【0017】図1は本発明の運動測定装置の実施の形態の一例の測定動作のフローチャート、図2はそのうちのエネルギー計算を行う部分のフローチャートの動作を示す。図1において、ステージ1では使用者の年齢、性別、体重、更に目的に応じて歩幅等のデータを入力する。ステージ2にて電源がONになると運動センサと測定回路が動作を開始し、ステージ3において所定のタイミングで G_x と ω_z が多数測定される。ステージ4では ω_z を例えば20Hzでサンプリングし、4Hz以下の周波数がないかを0.1Hzおきに精査する周波数分析(Short time DFTによる)を行う。データは2秒毎に更新する。歩行の周波数は0.5~1.8Hz程度である。またステージ5では期間中の G_x データの平均値aとピーク値bとの比を計算する。

【0018】ステージ6では周期性の判定を行う。周期性が認められないか、 $b/a < 7$ であるときは周期性なしとして図2の分岐A点に移行し、非周期運動のエネルギー計算が行われる。周期性が明瞭で $b/a \geq 7$ であるときはステージ7で歩行または走行を行っていると識別され、ステージ8で ω_z のピーク周波数の2倍×2秒を2秒間の歩数としてカウントする。(なお判断の境界に用いた $b/a = 7$ の値は実験的に選ばれるもので、この場合はデータに絶対値の和を用いた今回の場合にはほぼ最適と判断した値である。)ステージ9ではその歩数が(2秒遅れであるが)表示され(例えば最大24時間分)、またその変化(例えば15分毎、あるいは1日毎の積算歩数値)が数日分記憶保存される(外部コンピュータにデータを転送してもよい)。そして更に走行、歩行のエネルギー計算のフローの開始点Bに移行する。

【0019】図2において、ステージ11では歩行又は走行以外の行動であると判断し、ステージ12において、 G_x の例えば20Hzでサンプリングした2秒間のデータの2乗和(または絶対値の和)を用い、次の数式で非周期的行動を分類し、図示のように行動係数を決める。即ち $G_x < 2$ ならばデスクワーク(座位)、 $2 < G_x < 6$ なら軽作業(立位での家事等)、 $6 < G_x < 16$ なら軽い運動(スポーツ)、 $16 < G_x$ なら激しい運動(スポーツ)とみなす。それぞれ分類された運動に対し

て所定の行動係数を適用する。なお、ここで用いている G_x や ω_z の大きさを表す数値は、本実施の形態において用いた測定回路の出力電圧値であり、加速度や角速度またはそれらの絶対値(あるいは2乗和)との比例的な関係はあるが、それらの力学的な単位を持つ値ではないことを断っておく。

【0020】ステージ13においては次式で消費エネルギーを計算する。

消費エネルギー[kcal] = 行動別係数[kcal/kg/min] × 体重[kg] × 時間[分] × 補正係数
そしてステージ14では消費エネルギー値の表示と保存が、必要ならば外部コンピュータにデータ(計算前のデータでもよい)を無線転送して行われる。消費エネルギー値は例えば15分間毎の値、あるいは1日毎の値を表示するのが妥当であろう。データ処理が終了したならば終点Cから図1のステージ4のC点に戻り、次の運動解析を行う。

【0021】走行・歩行の場合はB点より、ステージ15において更にその分類を行い、それぞれ行動係数を決定する。即ち G_x 、 ω_z の2乗和(または絶対値の和)を用いて、 $G_x < 8$ かつ $\omega_z < 2.8$ なら歩行1、 $2.8 < \omega_z < 5$ なら歩行2、 $5 < \omega_z < 7.2$ なら歩行3、 $7.2 < \omega_z$ なら歩行4、 $8 < G_x < 16$ なら走行1、 $G_x < 16$ なら走行1、 $16 < G_x$ なら走行2とする。ステージ16では行動係数を用いて既述の式により消費エネルギーを計算する。D点を出たフローは図2のステージ14に送られてデータの表示と保持を行う。

【0022】以下図3および図4によって本発明の運動測定装置の実施の形態の具体的な形態の一例を紹介しておく。図3は運動測定装置の一例を示し、(a)は部分平面図、(b)はそのA-A断面図である。運動測定装置30はほぼ腕時計型をしており、腕巻き用のバンド36を備えて手首に装着できる。主要な部品として運動センサ31、表示装置32、外部装置との通信回路モジュール33、電源となる電池34、操作スイッチ35を示した。運動測定装置30は装着が使用者の負担にならぬように薄型・小型でなくてはならない。表示装置32は見易さを重視すると腕時計の表示面に相当する最も広い表面に配置することになる。運動センサ31も同じ面に、従って表示装置32と平行に配置する。表示装置32は液晶表示パネル等薄型のものが利用できるので、運動センサ31も十分薄いパッケージに納められていなければならない。

【0023】薄型の運動センサ31を表示装置32と平行に配置する理由は次の通りである。最適な運動検出方向は既に述べたように、加速度については身体の上下(鉛直)方向の直線運動即ち(a)図に示すX方向、回転角速度については身体の上方向と前後方向の双方を含む平面内の回転(同図の ω_z 方向)、即ち身体の左右方向を向きかつ水平な回転軸(図示Z軸に平行)回りの

回転運動である。身体側装置3を腕時計のように、表示面が手首の甲側または掌側になるよう装着したとし（これが最も自然で望ましい）、上体を直立させ肘を自然に曲げ伸ばしするときその回転面は身体側装置3の表示面すなわち表示装置32と平行になるので、その最も広い面に平行な回転検出面を持つ薄型の角速度センサがあれば、それを内部に含む運動センサ31を表示装置32と平行に配置することが好ましい。

【0024】図4は本発明の実施の形態における運動センサの一例の内部構造を示す平面図である。この運動センサの構造は上記のような形状、配置、検出方向に関する要求を全て満たすものである。40は薄い箱型で気密（好ましくは真空）の容器で、内部構造を示すため蓋（容器の天井部分）を取り除いてある。41は容器の底部を貫通する多数のハーメチック端子ピンである。各ピンは運動センサ振動体50上の電極膜群の個々と例えばワイヤボンディングの手法で接続されるが、電極膜やボンディングワイヤは図示を省略してある。運動センサ振動体50は1枚の圧電性材料の平板から成形されており、加速度センサ部と角速度センサ部が一体化されている。運動センサ振動体50は総基部51の裏面の固定部A52（斜線部）と、小面積の固定部B64（斜線部）の裏面とが容器40側の台座（図示せず）上に接着され支持されている。

【0025】角速度センサ部はいわゆる三脚音叉型の形状をした部分であり、各々L字型の外脚A53、外脚B55、中脚C54、および音叉基部56、支点57より成る。外脚A53と外脚B55とは通常の2脚音叉と同様にそれぞれが片持ち梁的で対称軸（図示せず）に関して対称な振動を行うように、角速度測定回路に含まれる励振回路（発振回路）によって一定振幅で励振させられている。中脚C54は励振されないが、その撓みを検出するための表面電極（図示せず）を持っている。固定部と異なるハッチングを付して示した58A、58B、58Cはそれぞれ付加質量で、固有振動数を下げかつ互いに等しくするために脚先端部に施した金属の厚メッキ層等より成る（中脚C54の固有振動数は両外脚の固有振動数と適宜に差をつけることがある）。

【0026】今運動センサ50が図示の方向、即ち紙面に垂直なZ軸に平行な回転軸の回りに角速度 ω_z で回転すると、両外側の振動脚には角速度に比例するコリオリ力が作用する。その方向は脚の長手方向であって、ある瞬間外脚A53に脚先端向きの力が作用すれば、外脚B55には脚の基部に向かう力が作用する。力の方向は脚の振動と同期して正弦的に変化し周期的に反転する。2つの力は両外脚が平行に離れておりかつ付加質量の偏心方向も外脚軸に対して逆であるため偶力を構成し、音叉基部56を揺さぶり、支点57の回りに微小な回転振動を惹起する。このコリオリ力によるモーメントに起因する音叉基部56の振動を感知して中脚C54はコリオリ

力に比例した振幅で振動する。中脚C54に設けた検出電極で抽出された振動電圧が角速度の検出信号である。

【0027】運動センサ50の加速度センサ部は1対の平行な振動する2本の棒A、棒Bと付加質量より成る。バネ部である棒A61、棒B62、負荷質量60（広い面積の素材板の一部の質量とその表面に施した厚メッキ材の質量とよりなる）、2本の支持バネ63（負荷質量60を支持しながら図示X方向の微小な変位を許すための部材）、固定部B64（負荷質量60が特にX方向に大きく変位しないように支持固定するための部分）より成る。各々両端固定である棒A61、棒B62は運動センサ50の対称軸に関して対称な弓形をなす振動姿態で発振回路（例えば図1の角速度測定回路14に含まれる）によって励振させられる。

【0028】その発振周波数は通常一定であるが、負荷質量60に図示X方向の加速度 G_x が作用すると、その大きさに比例する力で負荷質量60は棒A61、棒B62をその長手方向に圧縮あるいは引張ることになり、その力の方向と大きさにより発振周波数が増減し変化する。そこで別途設けた基準周波数と上記発振周波数とを比較し、発振周波数の変化の方向と量を知ればX軸方向の加速度を求めることができる。基準周波数源を特に設けず、代わりに角速度センサ用の振動体である外脚A53、B55の発振周波数を利用し得る可能性もある。本運動センサの最大の利点は薄型であり、しかも腕時計型装置の最大の面（表示面）に平行に配置して、重要な G_x 、 ω_z が検出可能なことである。

【0029】以下、本発明のアルゴリズムを用いた実験結果を示す図6～図14を用いて、本発明の考え方の妥当性と実用性を検証してみる。図6は被験者Pの周期性ありと判断された運動の G_x と ω_z の絶対値の和の関連を表すグラフ、図7は同じ被験者が行った非周期性であると判断された運動における G_x と ω_z の絶対値の和の関連を表すグラフである。これから、走行と強い運動の強度は G_x で、歩行と他の運動の強度は ω_z で分類可能であることが窺われる。

【0030】図8は5人の被験者P、Q、R、S、Tにおける、歩行、走行の速度と ω_z の絶対値の和との関連を表すグラフである。歩行の速度は ω_z とよく比例しており、 ω_z で歩行速度（強度）が推定可能であることがわかる。一方、走行速度は ω_z では推定困難である。走行時は肘を曲げることがその理由であると思われる。図9は同じ被験者の歩行、走行の速度と G_x の絶対値の和との関連を表すグラフである。走行速度は G_x により推定可能であることがわかる。

【0031】図10は被験者Pにはほぼ指定した速度で歩行、走行をさせたときの G_x 、 ω_z 絶対値の和の分布を表すグラフである。同じ速度のデータはよくまとまっており、走行を G_x の大きさと、歩行を G_x のレベルと ω_z の大きさと十分に分類できることが示されている。図

11は被験者Rについて採取した同様なデータのグラフであるが、この場合は ωz が小さめに固まっており、歩行速度の分離に成功していない。被験者Rの行動を観察したところ、歩行時に掌を前方に向ける癖があって手首の装置のセンサの向きが変わり、正しい ωz が測定されていないことがわかった。この対策は例えば運動測定装置を手首の回りで少しずらして装着すれば補正することが可能である。他の方法もあるが後述する。一方 Gx による走行速度の分類に支障は見られない。

【0032】図12は被験者Pの1日間の運動を15分毎に識別した結果を示すグラフである。本発明によって使用者の行動解析が可能となり、有用性が高いことを示すものである。

【0033】図13は被験者Pの1日間にわたる、15分毎の消費エネルギーの変動を示すグラフである。これも使用者のエネルギー消費パターン、あるいは総消費エネルギーを把握するために、本発明が有用であることを示している。

【0034】図14は被験者Pの1日間にわたる歩数の変動を15分毎に示したグラフである。本図も使用者の行動パターンを知り、他のグラフやデータ等と併せて例えば診断や生活改善上の資料とすることができる。

【0035】本発明の実施の形態は、以上述べたものにとらわれないことはもちろんである。例えば、加速度や角速度の検出の方向は、上記実施の形態では共に1軸（1方向）であり、これが運動測定装置が最も低コストで実現できる構成であるが、2軸あるいは3軸の G または ω センサを組み込んでよい。この場合は運動を解析するための情報が増えるメリットがある。また測定装置の姿勢や方向によらず、加速度や角速度の絶対的な最大値や最小値を算出することが可能となる。これは図11の被験者Rのように使用者の癖により検出したい方向が装置上でずれても、例えば2方向の角速度成分から最大値（手首装置の場合、体側に沿った腕の回転で起こると思われる）を計算して求めることができる。

【0036】また運動測定装置の運動センサ部を手首以外（上膊、胸、腰、脚など）に装着し、これらから得た計測値を単独で、または手首における計測値と関連させて、より高度な運動解析を目指すこともできる。例えば脚部に角速度センサを装着することにより、自転車での運動の解析が容易になると思われる。

【0037】また、腕に装着する装置に全ての機能を持たせる構成の他に、腕に装着する部分は機能をセンサ関連に極力限定して装置を小型軽量化して装着付加を軽減し、演算部以降はベルト等に付けた装置や携帯電話機（必要な機能を備えたもの）等に分割し、これらに解析結果を表示したり、これらからデータをホストコンピュータに転送したりする構成もあり得る。こうすることでペースメーカー使用者へのある程度の配慮も可能である。

【0038】また既述の演算機能の他に、特殊な場合の

検出機能を持たせて、使用者の安全に寄与することができ。例えば加速度や角速度が所定時間ほとんど検出されない場合や通常考えられない緩い頻度で動作する場合は、使用者が失神したかも知れないし、使用者が転んだ場合は運動センサが一時的に異常な波形（例えば衝撃的な波形）の出力を生じるであろう。また使用者が緊急の助けを求める場合、装置を激しく叩いたり振ったりなどして合図を送ることがあり得る。その場合には運動検出装置が発音や無線で緊急信号を発信することが望ましい。発音の場合は機器に付属するスピーカを使用し、無線の場合は直接外部機器に対して電波を発信するか、所持している携帯電話機等の無線機能を持った機器を経由して救難信号を発信することが考えられる。装置が加速度や角速度の異常値を検出した場合救難信号発生機能は、例えば図1、2で示したような通常処理ルートに割り込み、優先処理される。

【0039】

【発明の効果】各請求項に対応させて本発明の効果を述べる。

（1）本発明においては、運動センサを用いて測定した身体の所定の部分の加速度、角速度、それらの周期性を用いて人体の行動の種類および強度を分類し、それぞれに所定の演算を施すようにして、比較的簡単な構成で少ない運動センサ出力により、合理的に運動の解析や消費エネルギーの精度の高い推定が可能で、健康管理等の目的に適し、実用性に優れた運動測定装置を得ることができた。

【0040】（2）また身体の一部の上下方向の加速度と左右軸の回りの回転角速度を採用することにより、少ない運動要素の検出で行動の種類と強度が精度よく識別分類できる運動測定装置を提供することができた。

【0041】（3）また身体の一部を手首とし、装置を腕時計型とすることにより、小型で使用上の負荷の少ない運動測定装置を提供することができた。

（4）更に前記消費エネルギー算出手段を前記腕時計型の装置内に搭載したことによって、使用者が随時自由に自身の行動の状況や結果を直読確認することができ、運動測定装置の利便性を増すことができた。

【0042】（5）加速度出力または角速度出力の大きさと周期性の有無を用いて、走行、歩行、それ以外の運動と、それらの強度を分類したので、比較的少ないセンサ出力を用いて分類が的確で消費エネルギーの推定精度が高い運動測定装置を提供することができた。

（6）加速度出力の大きさに関連する量によって走行と歩行との分類および走行の強度を分類し、角速度出力の大きさに関連する量によって歩行強度を分類するようにしたので、運動測定装置の分類の的確さと消費エネルギーの高い推定精度を得ることができた。

（7）加速度出力あるいは前記角速度出力の大きさに関連する量としてそれぞれの2乗和あるいは絶対値の和を

用いたので、データ作成が容易で、かつ運動測定装置の分類的確さと消費エネルギーの高い推定精度を得ることができた。

【0043】(8) 加速度出力あるいは前記角速度出力の異常値に対して信号を発生するので、使用者の救難に寄与することができる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の運動測定装置の実施の形態の一例の測定動作のフローチャートの要部である。

【図2】本発明の運動測定装置の実施の形態の一例の測定動作のフローチャートの消費エネルギー計算を行う部分である。

【図3】本発明の実施の形態における身体側装置の一例を示し、(a)は部分平面図、(b)はそのA-A断面図である。

【図4】本発明の実施の形態における運動センサの内部構造を示す平面図である。

【図5】消費エネルギーの計算に用いる諸数値の表を示し、表1は行動別係数、表2は年齢、性別による補正係数を示す。

【図6】被験者Pの周期性運動の G_x と ω_z の関連を表すグラフである。

【図7】被験者Pの非周期性の行動の G_x と ω_z の関連を表すグラフである。

【図8】歩行、走行と ω_z との関連を表すグラフである。

【図9】歩行、走行と G_x との関連を表すグラフである。

【図10】被験者Pの歩行、走行の G_x と ω_z の関連を表すグラフである。

【図11】被験者Rの歩行、走行の G_x と ω_z の関連を表すグラフである。

【図12】被験者Pの15分毎の運動を識別した結果を示すグラフである。

【図13】被験者Pの15分毎の消費エネルギーの変動を示すグラフである。

【図14】被験者Pの15分毎の歩数の変動を示すグラフである。

【符号の説明】

1、2、3、4、5、6、7、8、9、11、12、13、14、15、16 フローチャートの各ステージ

30 運動測定装置

31 運動センサ

32 表示装置

33 通信モジュール

34 電池

35 操作スイッチ

36 腕巻きバンド

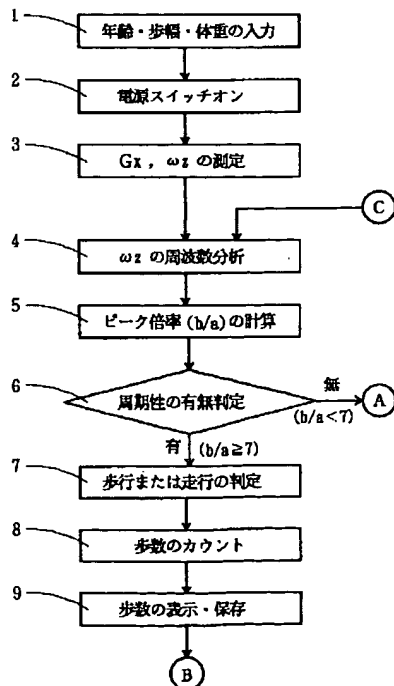
X、Z 座標軸

G_x X方向の加速度

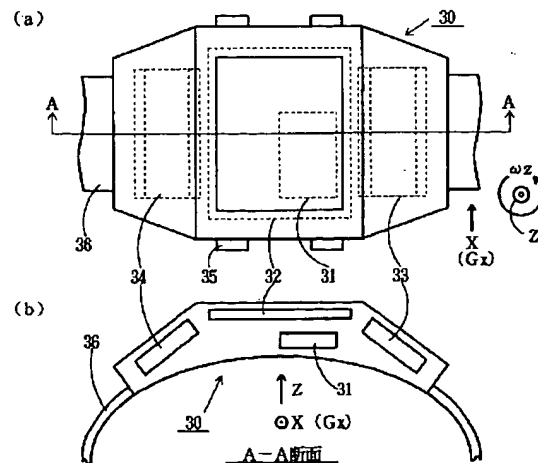
ω_z Z方向の角速度

P、Q、R、S 被験者

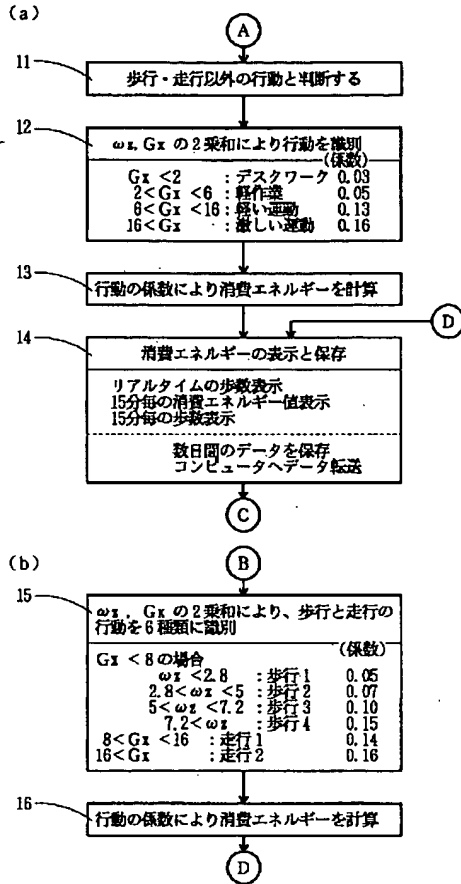
【図 1】



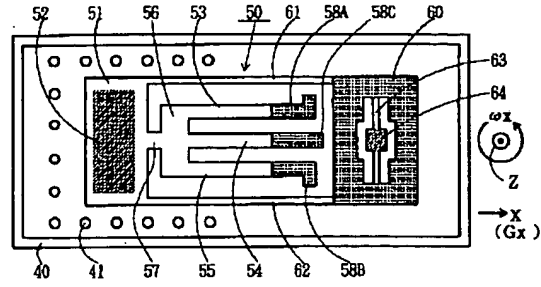
【図 3】



【図 2】



【図 4】



【図 5】

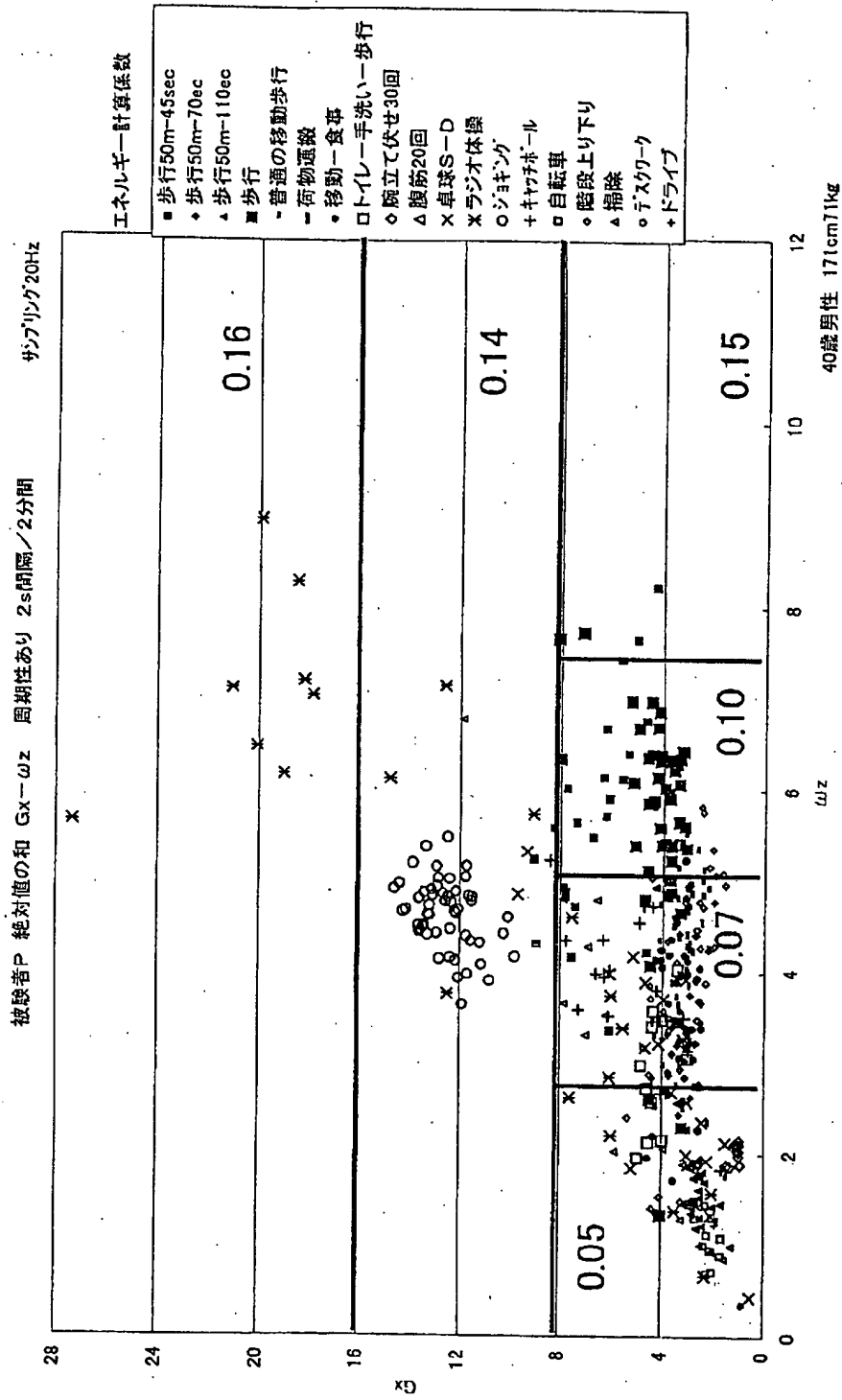
〔表1〕行動別係数 (単位: kcal/kg/分)

座位行動	立位行動	歩行
食事 0.0269	散歩 0.0464	60m/min 0.0534
デスクワーク 0.0304	歩行・普通 0.057	70m/min 0.0823
自動車運転 0.0287	階段・昇り 0.1349	80m/min 0.0747
休息・談話 0.0233	階段・降り 0.0658	90m/min 0.0906
読書 0.0287	炊事 0.0481	100m/min 0.1083
趣味・娯楽 0.0287	掃除機使用 0.0486	
教養 0.0233	洗濯機使用 0.041	
アイロン掛け 0.0464	運水・物干す 0.0587	
運動種目	自転車	ジョギング
卓球練習 0.149	普通 0.0658	軽い 0.1384
リズム体操 0.1472	平地10km/hr 0.08	強め 0.1561
体操・軽い 0.0532	登坂10km/hr 0.1472	
体操・強め 0.0906	降坂 0.0269	

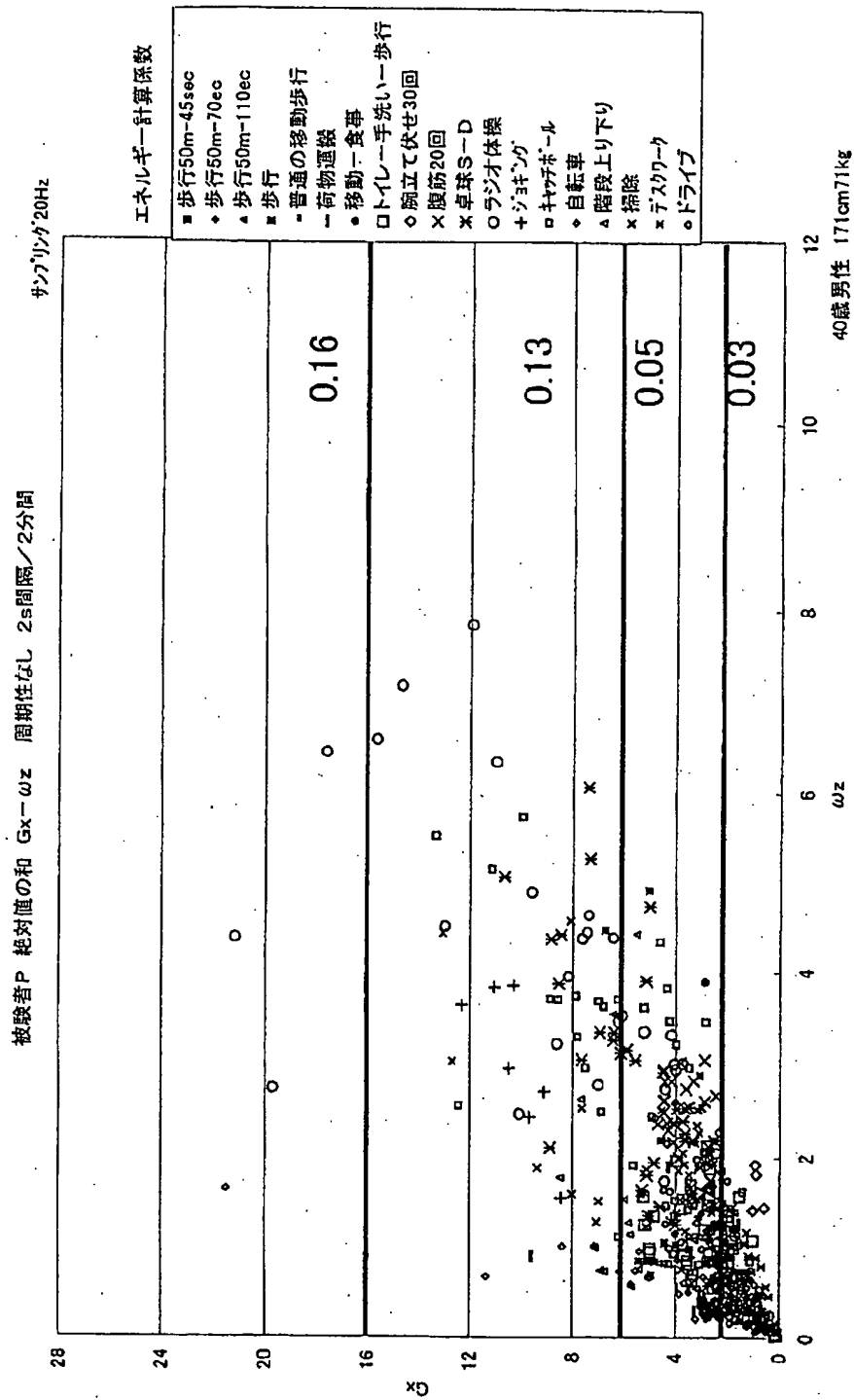
〔表2〕年齢・性別による補正係数

年齢	男	女	年齢	男	女
10	1.542	1.471	20~29	1	0.971
11	1.454	1.371	30~39	0.954	0.917
12	1.375	1.288	40~49	0.925	0.879
13	1.288	1.213	50~59	0.917	0.863
14	1.217	1.142	60~64	0.908	0.858
15	1.158	1.079	65~69	0.9	0.863
16	1.125	1.038	70~74	0.896	0.863
17	1.096	1.008	75~79	0.875	0.871
18	1.071	1.004	80~	0.867	0.867
19	1.05	0.999			

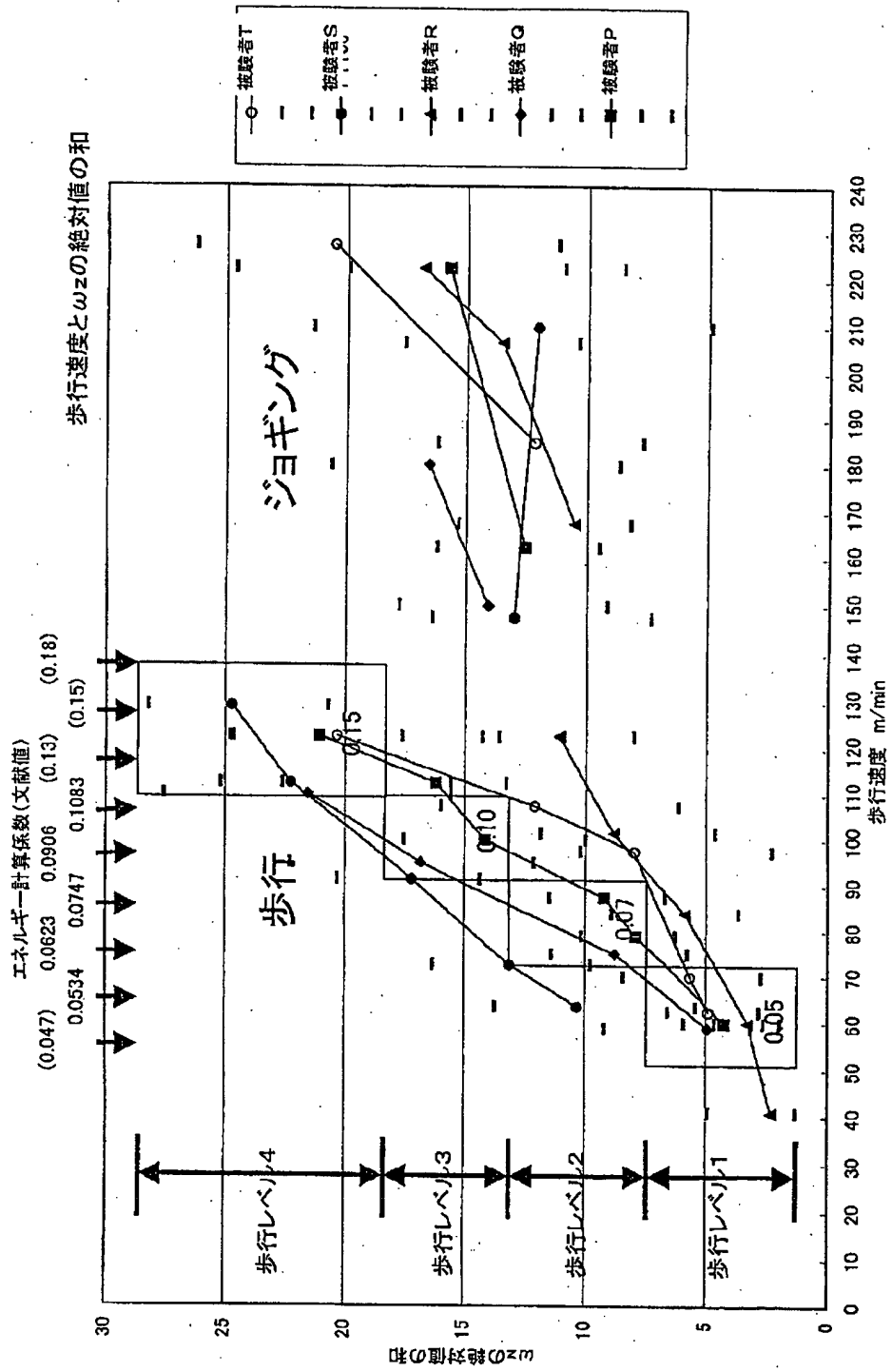
【図 6】



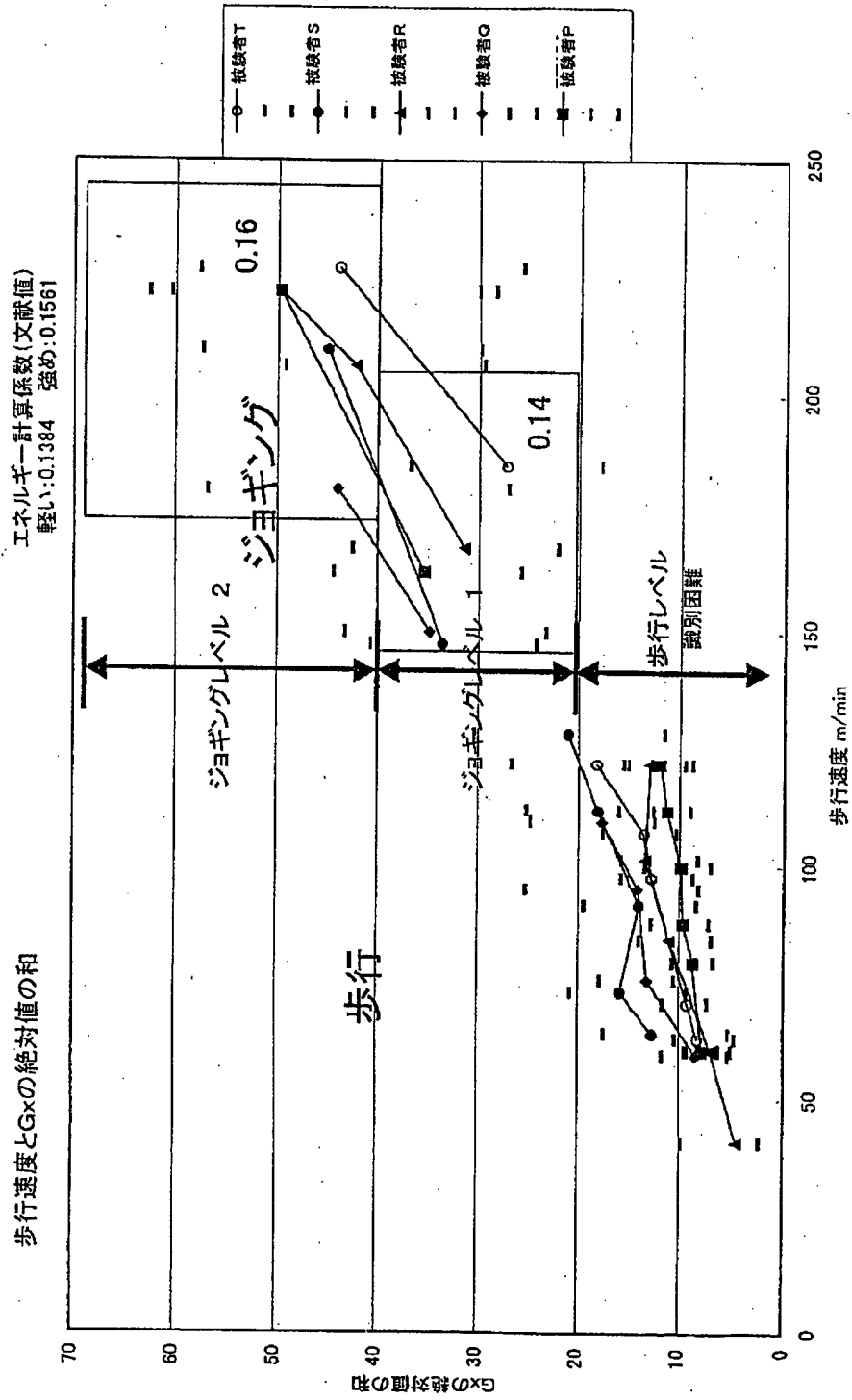
【図 7】



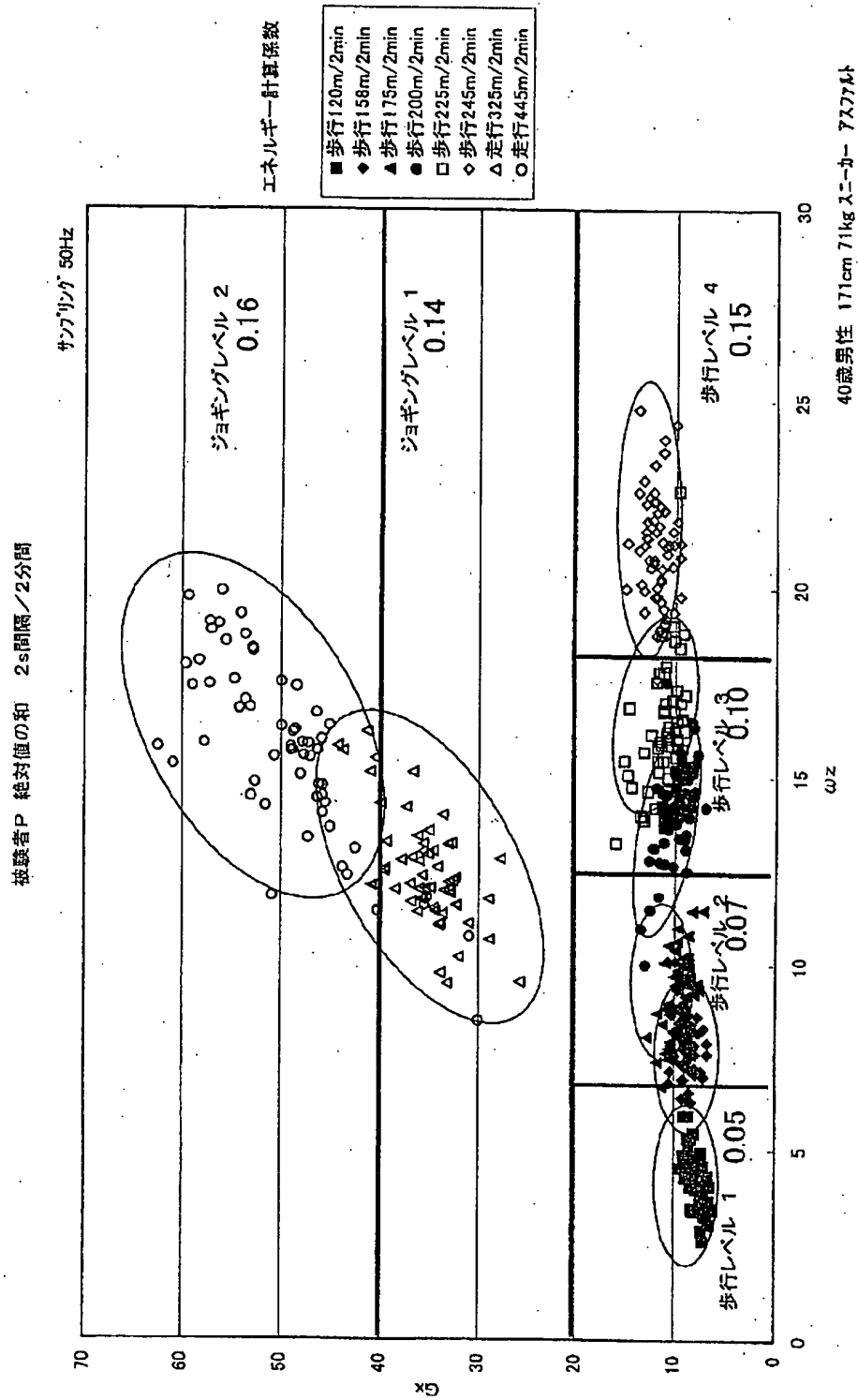
【図 8】



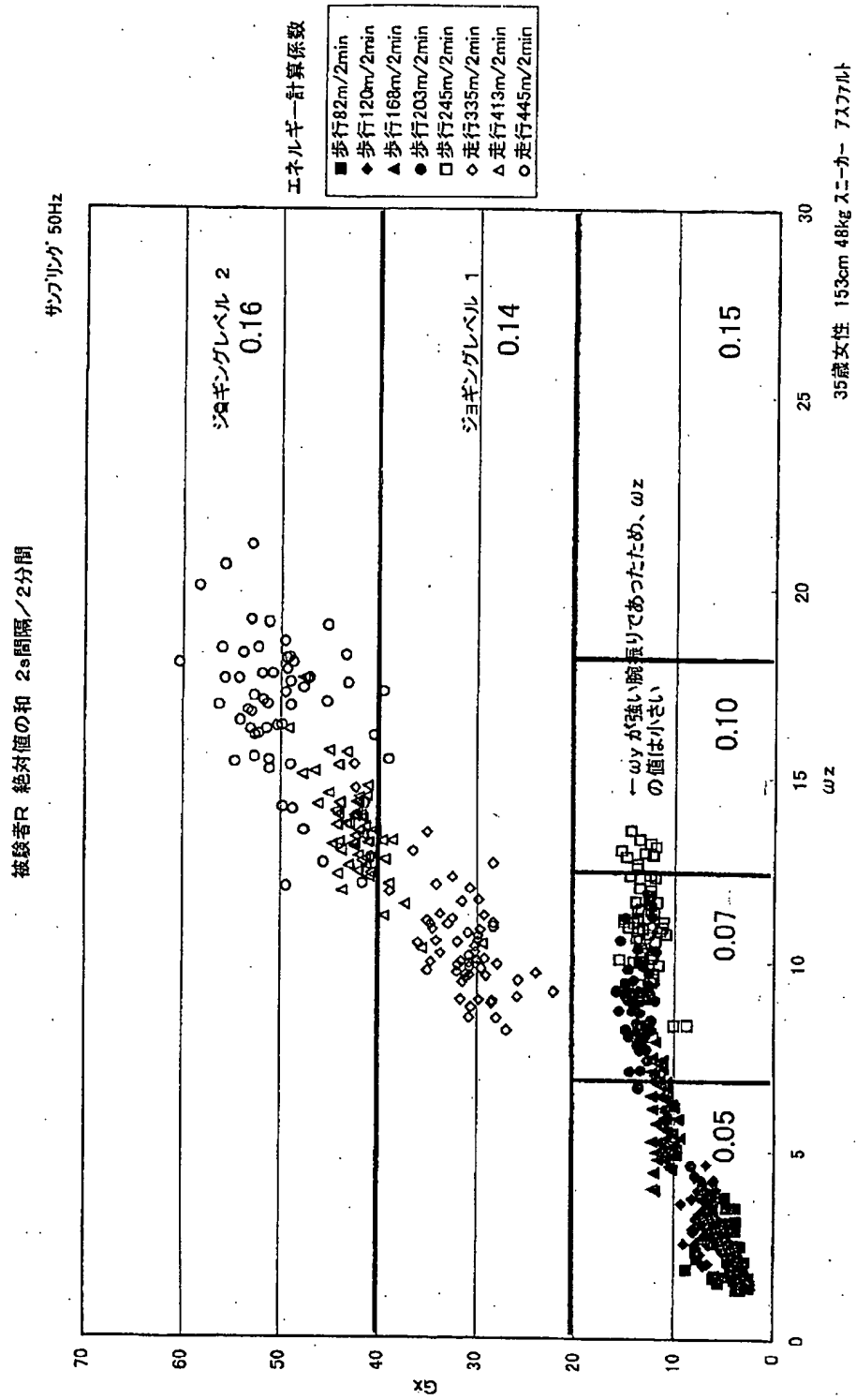
【図 9】



【図10】

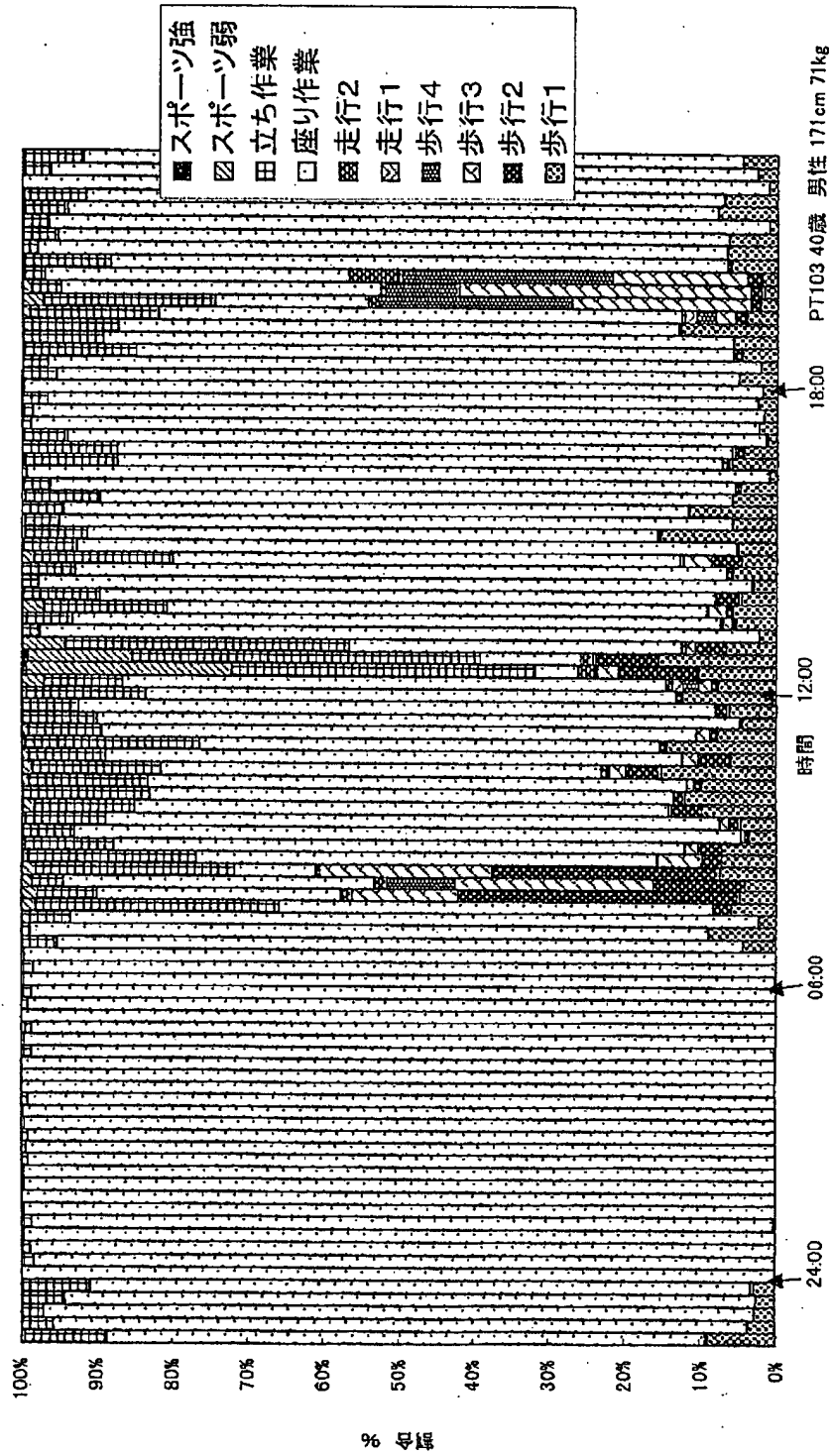


【図11】

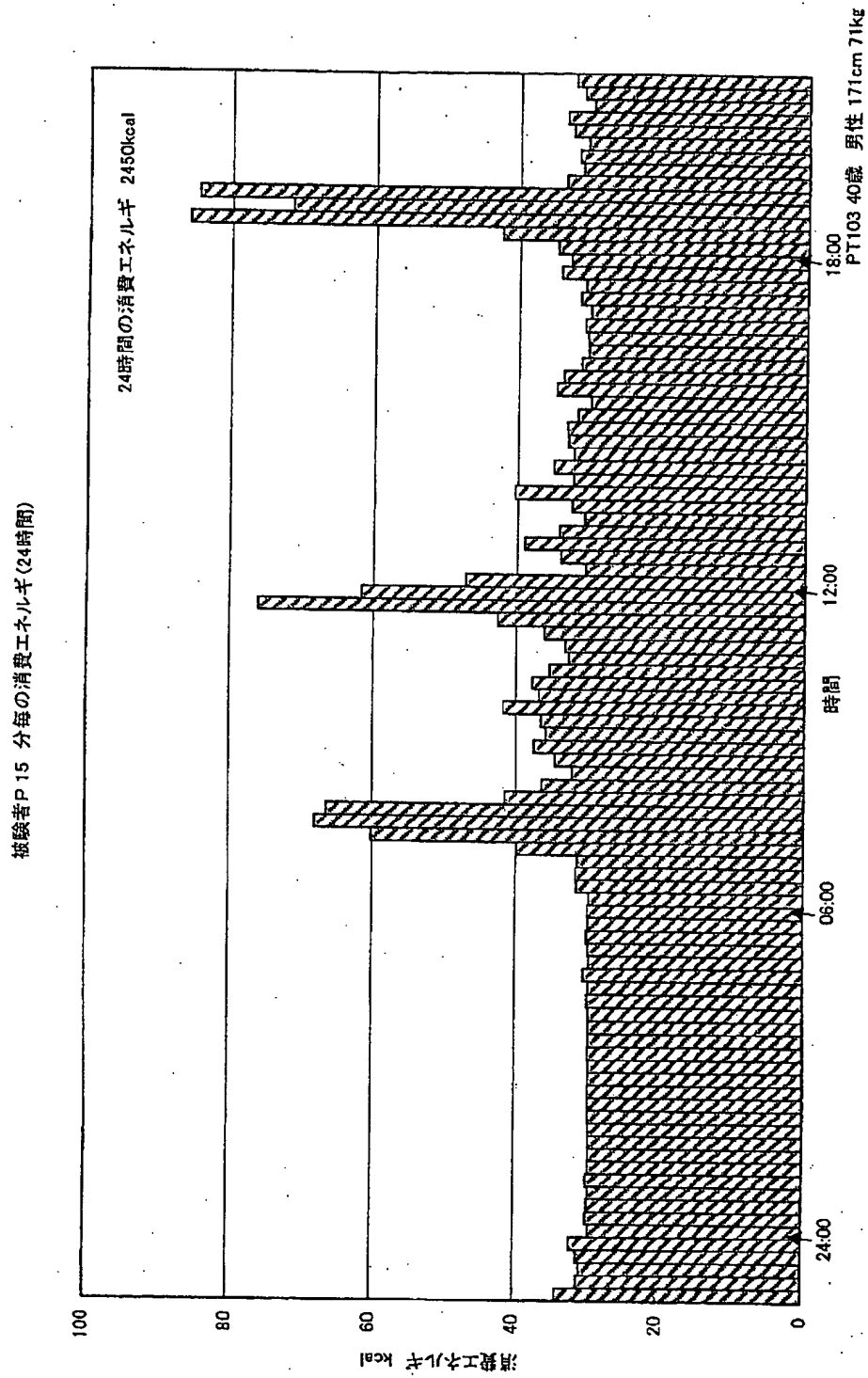


【図12】

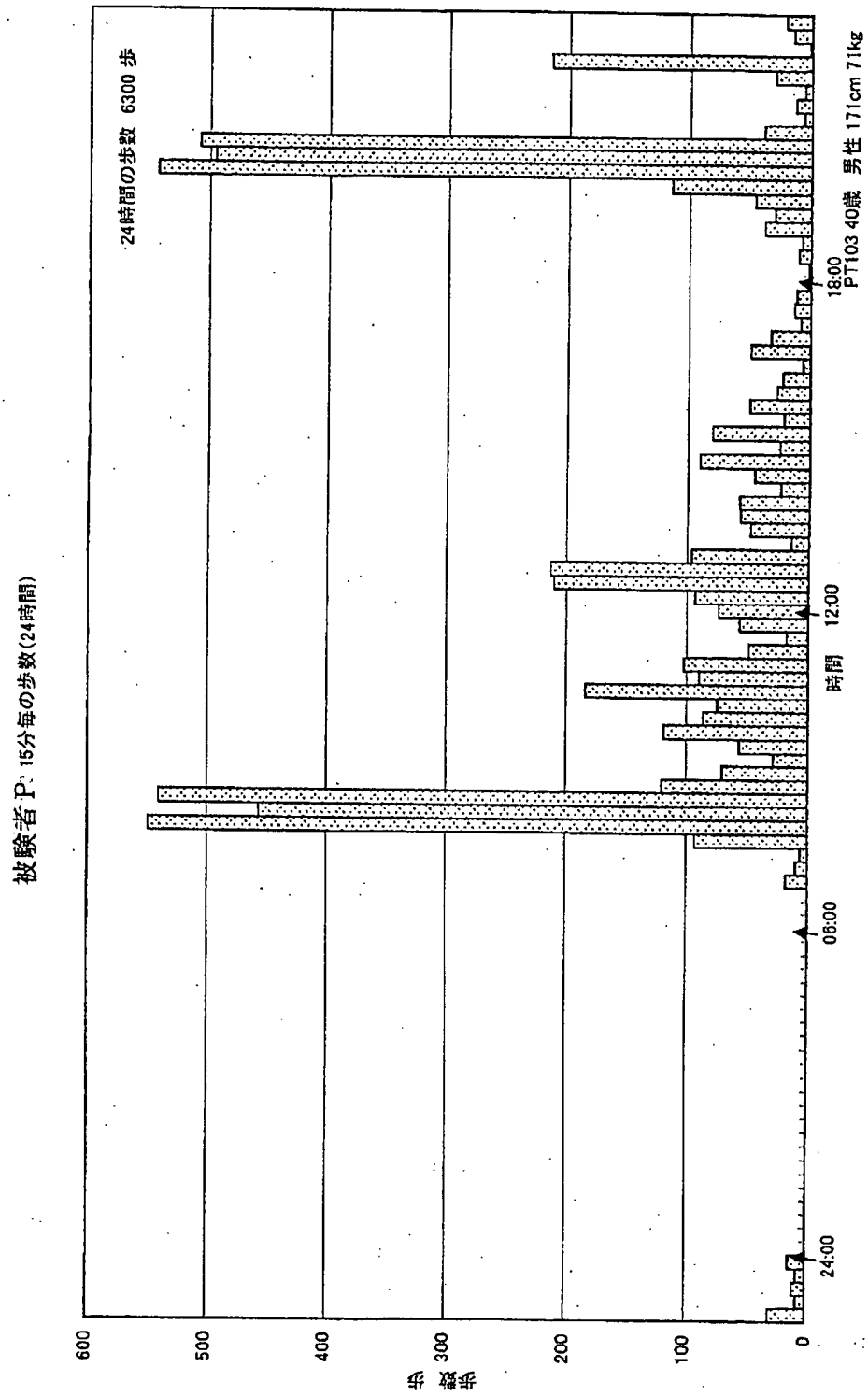
被験者P 15分毎の運動の識別 (24時間)



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷
G01P 15/10

識別記号

FI
A61B 5/10

キーワード(参考)

310A